

“CgMed”: Diseño y construcción de plataforma para determinar posición del centro de gravedad en bipedestación

Luisa Fernanda Cuesta López, José Daniel Lema Calidonio[✉]

Programa de Ingeniería Biomédica. Escuela de Ingeniería de Antioquia-Universidad CES, Colombia

Recibido 12 de agosto de 2009. Aceptado 26 de noviembre de 2009

“CGMED” DESIGN AND CONSTRUCTION OF A PLATFORM TO DETERMINE THE POSITION OF THE CENTER OF GRAVITY IN STANDING

Resumen— La estabilometría comprende una serie de exámenes, mediante los cuales se conoce la ubicación o proyección del centro de gravedad de un paciente en posición de bipedestación. Es una técnica ampliamente usada por muchos profesionales en el área de la salud, ya que sirve para diagnosticar patologías del sistema osteo-muscular y para establecer rutinas de rehabilitación acordes con cada paciente. En este proyecto, se presenta el diseño de una plataforma con cuatro sensores y una estructura metálica en acero SAE 1010, diseñada para soportar grandes esfuerzos y deformaciones. La adquisición y el acondicionamiento de las señales, comienza con una etapa de amplificación y filtrado. Posteriormente, utilizando una tarjeta de adquisición de datos, estas señales se llevan a una interfaz gráfica en LabView, donde se les hace un acondicionamiento digital y se realizan cálculos importantes, como el test de Romberg. Se obtuvieron resultados satisfactorios tanto en el diseño, la modelación y la construcción del dispositivo, así como en las pruebas de estabilometría realizadas.

Palabras clave— Celda de carga, Centro de gravedad, Equilibrio, Estabilometría, Test de Romberg.

Abstract— Stabilometry is a field that comprises a series of studies, from which the specialist can study the location and trajectory of the center of gravity of a patient in standing position. It is a widely used technique among health industry professionals. It is also used to diagnose musculoskeletal system diseases and to establish personalized training and rehabilitation sessions for each patient. This project, presents the design of a stabilometric platform with four sensors and a metal structure in SAE 1010 steel, designed to withstand large deformations and efforts. The acquisition and conditioning of the signals begins with an amplification and filtering stage. Then, using a data acquisition device, the data is uploaded to a graphic interface in LabView in order to calculate important variables and factors, such as the Romberg's coefficient. Satisfactory results were obtained both in the design, modeling and construction of the device, as well as in the performed stabilometry tests.

Keywords— Load cell, Center of gravity, Balance, Stabilometry, Romberg's test.

[✉] Dirección para correspondencia: cgmedeiaces@gmail.com

I. INTRODUCCIÓN

La estabilometría es una rama del campo de la posturografía [1], que se caracteriza por ser un método objetivo, utilizado para estudiar cuantitativamente el equilibrio postural [2] y servir como prueba complementaria al diagnóstico clínico.

En el área de la prótesis, el médico fisiatra necesita conocer la forma cómo el paciente maneja la sustentación o cómo se comporta su centro de gravedad al colocar una prótesis o una órtesis; por esa razón, la estabilometría le permite realizar una alineación de dicho elemento, con el fin de garantizarle al paciente una marcha estable. En el área deportiva, es igualmente importante observar el comportamiento del centro de gravedad del deportista, ya que esto orienta al médico en el entrenamiento o la búsqueda de posibles causas de lesiones del sistema músculo-esquelético, en deportes de alto rendimiento [3].

Existen tres clases de equilibrio [4]: estático, cinético y dinámico.

- *Equilibrio estático*: el cuerpo se encuentra en equilibrio y reposo. En este caso, se encuentra únicamente sometido a la acción de la gravedad. Ejemplos: una persona sentada, acostada, o de pie, pero completamente inmóvil.
- *Equilibrio cinético*: el cuerpo es sometido, pasivamente, a un movimiento de traslación rectilíneo y uniforme. Actúan simultáneamente la gravedad y la fuerza que ocasiona la traslación. Ejemplos: subir en un ascensor, y viajar en tren o avión.
- *Equilibrio dinámico*: cuando un sujeto realiza movimientos parciales, o totales, del cuerpo, cambia activamente de posición en el espacio y tiempo, generando así, un desplazamiento. En estas circunstancias, actúan simultáneamente sobre el cuerpo, la gravedad y varias fuerzas en direcciones diferentes.

El centro de gravedad (CG), o punto donde actúa la resultante de todas las fuerzas que inciden simultáneamente en un cuerpo, incluyendo la gravedad, queda dentro del área que constituye la base de sustentación. Sin importar la posición del cuerpo en el espacio, o si está en reposo o movimiento, el cuerpo se encuentra en equilibrio [4].

El proceso de equilibrar el cuerpo, se ejecuta principalmente de dos formas: *a)* por actos corrientes, que se realizan de forma automática y casi subconsciente, y *b)* por actos complejos y nuevos en el periodo de aprendizaje o re-educación, que requieren intervención de la corteza cerebral y el sistema de vigilancia y atención [4].

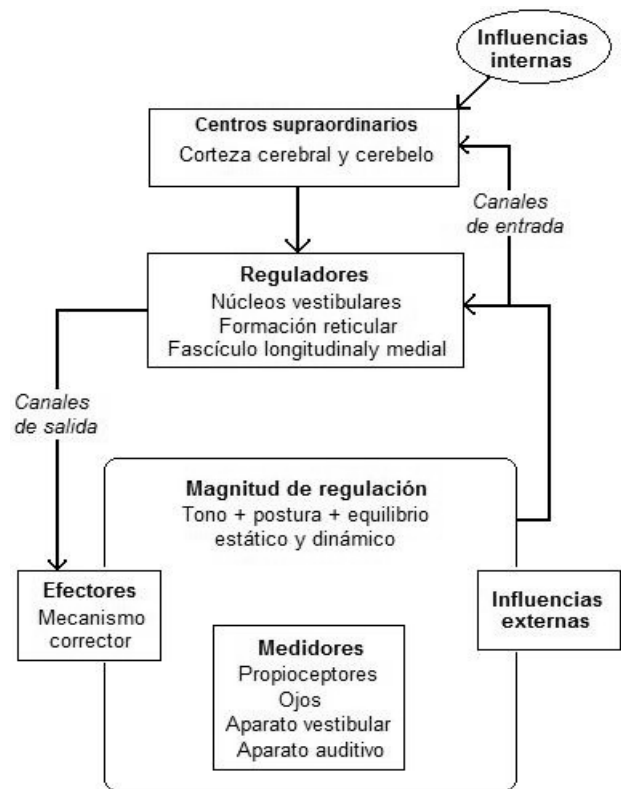


Fig. 1. Representación esquemática del sistema de regulación del equilibrio [4].

En la Fig. 1, se puede observar una representación esquemática del sistema de regulación del equilibrio, en el cual, la posición erecta se da gracias a un estado de contracción muscular continua, en el que intervienen directamente el aparato locomotor y el sistema nervioso central (SNC). La pieza fundamental en este proceso de regulación es el sistema vestibular, que cuenta con canales de entrada, o vías sensoriales, por las que continuamente fluye información al SNC. Esta información se procesa, dando como resultado la noción de la posición que ocupa el sujeto en el espacio, en un determinado instante de tiempo. Estas señales aferentes se analizan y comparan con una señal de "posición ideal", cuya finalidad es la regulación del equilibrio. Posteriormente, se generan esquemas de coordinación idóneos para cada situación, los cuales son enviados a los efectores a través de los canales de salida, representados por las vías motoras encargadas de corregir el tono y la postura corporal [4].

El sistema vestibular, comprende el conjunto de estructuras (Fig. 2) que informan sobre la posición y los movimientos de la cabeza, así como sobre el desplazamiento del cuerpo. Consta de [5]:

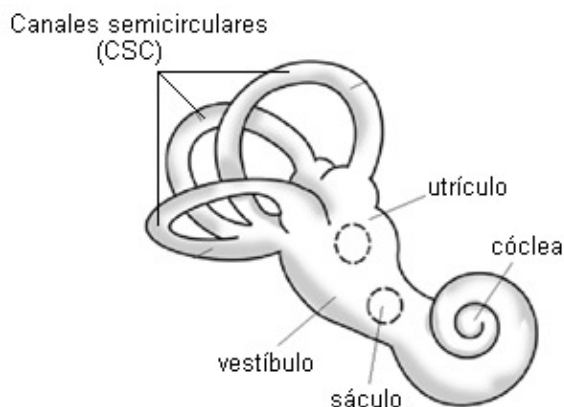


Fig. 2. Componentes del sistema vestibular [5].

- a) Una serie de receptores situados a cada lado de la cabeza, donde los movimientos del organismo se traducen en impulsos nerviosos.
- b) Neuronas ganglionares que conectan con los receptores periféricos.
- c) Núcleos vestibulares situados en el tronco del encéfalo, donde llega la información proveniente de las células ganglionares.
- d) Vías a través de las cuales los impulsos nerviosos son conducidos a la corteza cerebral, la médula espinal, el cerebelo y la formación reticular.

El papel del sistema vestibular, consiste en detectar los movimientos y la posición del cuerpo respecto a la fuerza de gravedad, para, así, generar las respuestas motrices apropiadas de la cabeza y el cuerpo, con el objeto de mantener una visión óptima y un equilibrio estable [6].

Para adquirir las señales propias del control postural, es necesario el uso de plataformas de fuerza, que son aquellos dispositivos capaces de medir las magnitudes vectoriales de las cargas a las que son sometidas los objetos. Estos dispositivos pueden ser utilizados para estudios dinámicos, como saltar, caminar o correr, y estáticos, como la aproximación de la postura corporal y el desplazamiento del centro de masa [1].

Existen dos tipos de principios bajo los cuales funcionan estas plataformas:

- *Piezoeléctrico*: su componente principal es un material piezoeléctrico, que, a partir de la aplicación de una carga, genera una diferencia de potencial proporcional a la carga aplicada y a la forma cómo esta se efectuó [1]. Debido a que no actúan de forma continua, sino de manera instantánea, las plataformas construidas con estos elementos, son ideales para pruebas de impacto, como la marcha, el salto y en movimiento.

- *Basadas en galgas extensiométricas*: su componente principal es la celda de carga, cuyo principio de transducción se basa en el fenómeno mecánico de la deformación. Cuando las fuerzas están balanceadas, producen una carga en el cuerpo, lo que causa la deformación, ya sea por presión o estiramiento [1].

Mediante las plataformas de fuerzas, se pueden obtener señales y curvas en el tiempo, con las cuales se pueden realizar diferentes estudios en personas sanas, deportistas, y con alguna patología. Algunas de sus aplicaciones son: análisis de la marcha y la carrera, análisis de explosividad y potencia en las extremidades inferiores durante la fase de despegue en los saltos [1] y se pueden realizar diferentes pruebas clínicas, entre las cuales se encuentra el Test de Romberg, que consiste en registrar el balanceo que presenta una persona de pie, con sus pies ligeramente separados en la punta y juntos en el talón, con los brazos pegados a los lados del cuerpo y los ojos abiertos y la mirada fija en un punto, para luego pedirle al sujeto que cierre los ojos y registrar también el balanceo que se puede presentar en las extremidades inferiores, la cadera o todo el cuerpo [7]. Luego, se realiza la comparación de los registros y se obtiene un coeficiente, que se considera positivo cuando el desbalance aumenta al cerrar los ojos [6].

Basados en la experiencia del profesor y director del Laboratorio de Biomecánica y Rehabilitación de la EIA-CES, Andrés Torres Velásquez, se recopiló información acerca de los centros y laboratorios en el medio colombiano, que cuentan con herramientas para realizar estudios de tipo estabilométrico o relacionados con la postura humana (Anexo 1). A partir de dicha información, se puede concluir que los estudios de estabilometría en Colombia, comúnmente no utilizan elementos de tecnología, por lo que el profesional en salud debe hacer evaluaciones cualitativas, o utilizar metodologías rudimentarias que no conducen a resultados precisos y reproducibles. Además de lo anterior, no se tienen datos en forma gráfica, donde se observe la tendencia del CG del paciente al realizar una prueba, con el fin de diagnosticar las patologías o la forma cómo la persona maneja el centro de gravedad. En nuestro país, pocas instituciones cuentan con este tipo de dispositivos, ya sea por desconocimiento del sistema o por los elevados costos para adquirir esta clase de herramientas. Además, aún no se percatan del hecho de que es necesario para mejorar la calidad en tratamientos de rehabilitación y entrenamiento, para personas discapacitadas o deportistas de alto rendimiento. Por estas razones, se busca diseñar un dispositivo que cumpla con la función básica: ubicar el centro de gravedad y permitir su visualización, a un costo inferior, pero con alta calidad, de modo que constituya una herramienta para realizar diferentes pruebas y diversos diagnósticos.

II. MATERIALES Y METODOS

A. Materiales

Software: Microsoft Office Excel 2007 (Microsoft, USA); SolidEdge, versión 19 (Siemens, Alemania); Algor, versión 16 (Autodesk, USA); Proteus ISIS Professional, versión 7 (Labcenter Electronics); Eagle 5.4, versión de prueba (Cadsoft, Alemania); Labview, versión 8.20 (National Instruments, USA).

Hardware: acero SAE 1010; celdas de Carga Tedeá 1250 (Vishay); tarjeta de Adquisición NI DAQpad 6016 (National instruments, USA); amplificador de Bioinstrumentación AD620 (Analog Devices, USA).

B. Métodos

Para la realización del proyecto, se aplicó una metodología en la que el objetivo principal se subdividió en pequeños problemas, en los que se analizaron las diferentes variables a considerar. Para el desarrollo mecánico, se tuvieron en cuenta el tipo de material, la geometría de los componentes, la orientación de los sensores y todas las pruebas realizadas para garantizar un correcto funcionamiento; y para el desarrollo del elemento electrónico, se consideraron la escogencia del sensor apropiado, las pruebas de funcionamiento, y el diseño de los sistemas de adquisición y acondicionamiento. Posteriormente, se realizaron las etapas de procesamiento digital de las señales y el cálculo de las variables de interés.

• Diseño mecánico:

En la Fig. 3, se puede apreciar la matriz de diseño implementada para estudiar las diferentes opciones para la construcción y el ensamble del componente mecánico. Las cuatro categorías son:

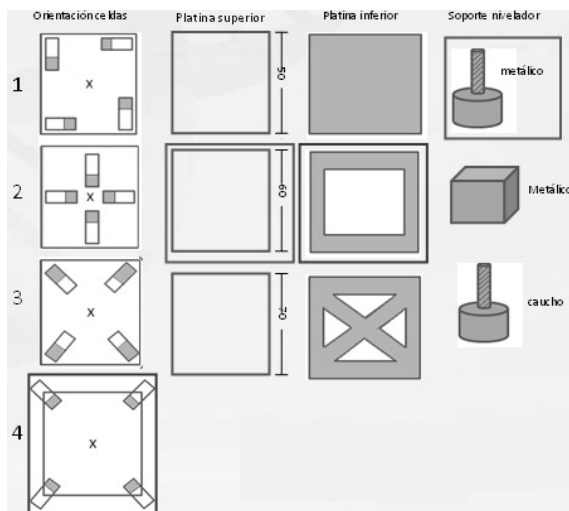


Fig. 3. Matriz de diseño para la construcción de la plataforma. Los componentes definitivos se encuentran resaltados en recuadros con líneas continuas.

- 1) Orientación de los sensores: es uno de los aspectos más importantes del diseño, ya que puede ser un factor determinante en la correcta adquisición y estabilidad de la señal. El área sombreada corresponde a la porción que se encuentra en contacto con la platina superior. A partir de esto, entendiendo que la fuerza se concentra teóricamente en el centro de la platina y, buscando maximizar la distribución de cargas, la opción escogida fue la número cuatro.
- 2) Dimensiones de la platina superior: de acuerdo con las especificaciones de los sensores y las recomendaciones del fabricante, la opción definitiva, teniendo en cuenta geometría y tamaño, fue una platina cuadrada de acero SAE 1010 con medidas 60 cm x 60 cm.
- 3) Geometría y dimensiones de la platina inferior: su finalidad es brindar soporte a las celdas de carga y, debido a que los criterios de selección, en este caso, no fueron tan estrictos como en el numeral anterior, se tomaron en cuenta otras variables como: manejo eficiente de los materiales, funcionalidad, facilidad de transporte, estética, entre otros. La opción definitiva fue un marco metálico cuadrado con medidas externas de 83 cm x 83 cm, e internas de 70 cm x 70 cm.
- 4) Tipo de soporte: es un factor importante, ya que los soportes permiten aislar el dispositivo de las vibraciones y mantenerlo horizontalmente, despreciando las irregularidades del suelo. Se evaluaron dos geometrías diferentes (circulares y cuadradas) y dos tipos de material (acero y caucho). La opción definitiva fue un tornillo nivelador de acero, ubicado en la parte media de cada lado del marco metálico inferior.

En la Fig. 4, se observa el diseño final del prototipo, realizado en el software SolidEdge, donde se pueden apreciar los cuatro componentes elegidos a partir de la matriz de diseño. Se eligió el acero SAE 1010, debido a que, además de ser altamente resistente, también tiene un costo menor al de otros aceros disponibles en el mercado.

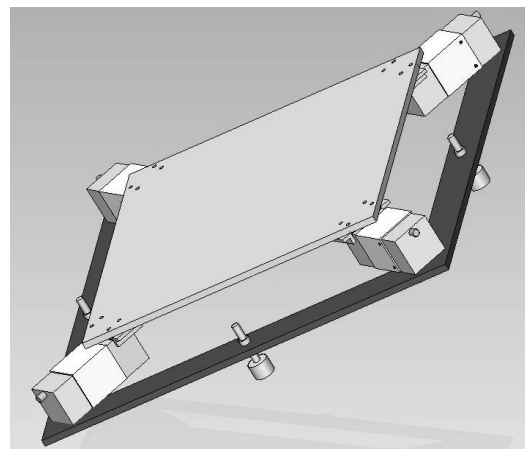


Fig. 4. Diseño final de la plataforma mediante el software SolidEdge.

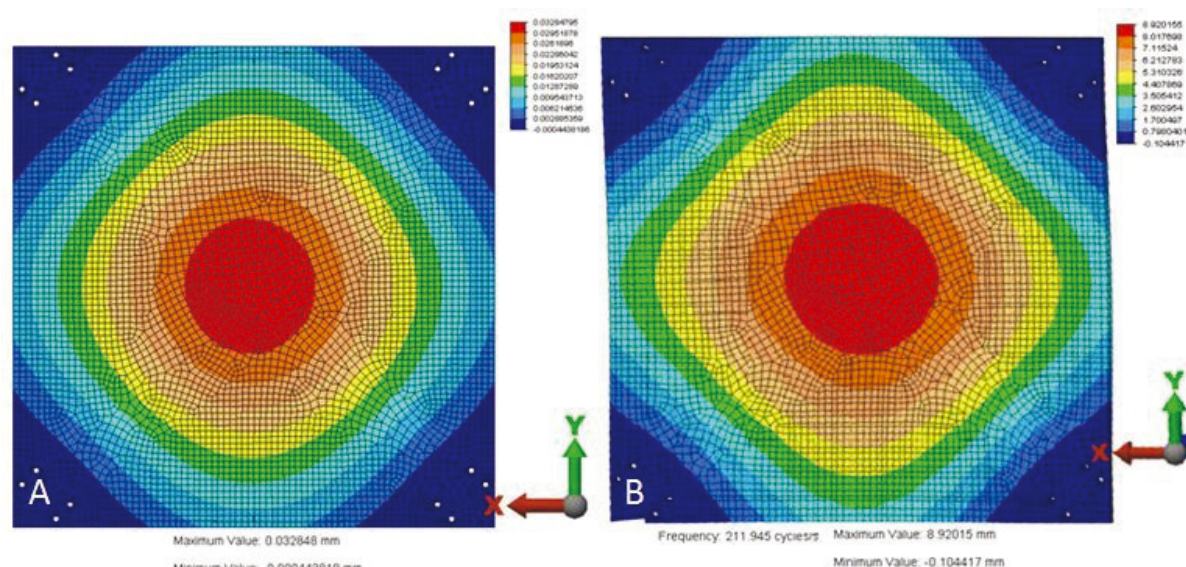


Fig. 5. Resultados de FEA para ambos casos. A) Aplicación de una fuerza constante de 1500 N, que genera una deformación máxima de 0,03 mm; B) La misma fuerza, pero con una oscilación de 211 ciclos/s, que genera una deformación máxima de 8,92 mm.

Debido a que el dispositivo, específicamente la platina superior, va a estar sometido a grandes esfuerzos, se deben evaluar las propiedades de los materiales elegidos, antes de comenzar la construcción. Para tal fin, se utilizó Algor, un software diseñado para el análisis de elementos finitos, (del inglés *Finit Element Analysis, FEA*) en el cual, tras elegir el material que se va a poner a prueba, se especifican las restricciones (puntos fijos) y el área donde se concentran las fuerzas. En la Fig. 5, se pueden apreciar las deformaciones máximas de la platina al simular una fuerza constante de 1500 N (fuerza que simula el peso de una persona de 150 Kg.), y la deformación que genera la aplicación de la misma fuerza, pero con una oscilación de aproximadamente 211 ciclos/segundo. Los resultados fueron de 0,03 mm y 8,92 mm, respectivamente.

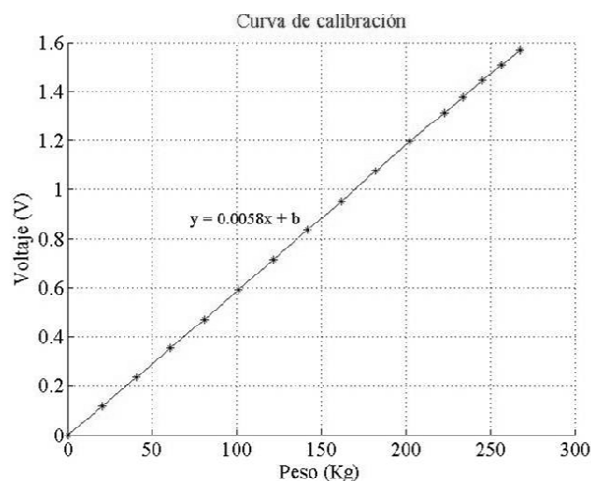


Fig. 6. Curva de calibración construida para una celda de carga.

- *Diseño electrónico:*

El sensor elegido, fue una celda de carga TEDEA 1250. Esta celda tiene una capacidad muy alta, de 300 Kg, está hecha de aluminio altamente resistente y brinda una alta repetibilidad y linealidad. Para verificar su comportamiento, se realizó una calibración con pesos conocidos, desde 0 kg hasta 268 kg.

Como se puede observar en la Fig. 6, el comportamiento es muy lineal y la histéresis que se presenta en la medición es prácticamente nula. Debido a esto, se puede afirmar que las celdas de carga elegidas presentan una alta repetibilidad en sus mediciones.

En la Fig. 7, se puede apreciar el diagrama de bloques del sistema para la adquisición de la señal. Consta de tres etapas principales: diferenciación, amplificación y filtrado.

- Diferenciación y amplificación: ambas etapas se realizan en un amplificador de bioinstrumentación AD620 (*Analog Devices*). La diferenciación se realiza, porque la señal proveniente de cada celda de carga tiene componentes de voltaje positivo y negativo. La ganancia para esta etapa es de 500.

- *Filtrado:*

Debido a que la señal de interés es de muy bajo componente frecuencial, y con el objetivo de eliminar el ruido de 60 Hz, proveniente de la red eléctrica en su mayoría, se calcula un filtro pasa bajas pasivo de orden 1 con frecuencia de corte de 20 Hz.

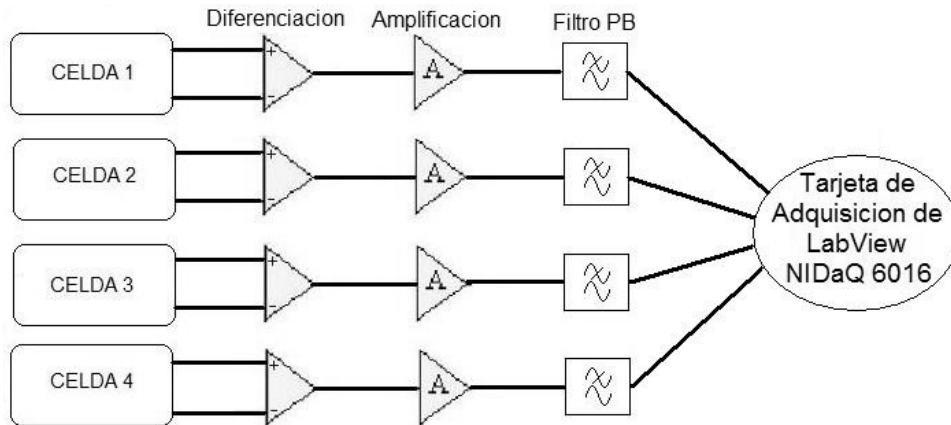


Fig. 7. Diagrama de bloques del sistema completo para la adquisición de las señales.

Inicialmente, se pensó construir una fuente de alimentación que realizara una conversión de corriente alterna a directa y que protegiera el circuito contra posibles fallos de la red eléctrica local. Sin embargo, finalmente, se optó por la compra de una fuente de alimentación con las mismas características, portátil y de bajo costo.

Al realizar el diseño para los circuitos impresos, se implementó un polígono de tierra, herramienta muy útil para evitar ruidos externos que puedan afectar la señal.

También, se realizaron dos tipos de montajes: *through-hole*, para realizar las pruebas de funcionamiento y trabajar durante la ejecución del proyecto; y superficial, para el producto terminado.

- *Procesamiento de la señal:*

En la Fig. 8 se pueden apreciar las diferentes etapas por las cuales pasó la señal multiplexada de las cuatro celdas.

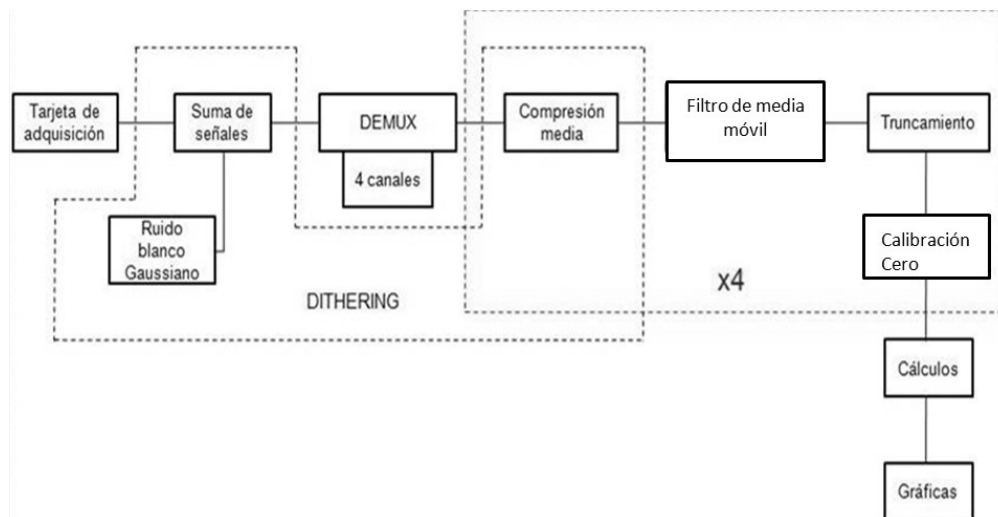


Fig. 8. Diagrama de bloques del sistema de procesamiento de la señal.

Inicialmente, tras la conversión A/D realizada en la tarjeta de adquisición, la cual fue configurada para que muestreara y tomara 2050 datos por segundo, se aplicó un proceso de *dithering* en dos etapas no consecutivas. Entre estas dos etapas, se realiza la demultiplexación, para poder trabajar de manera independiente con los cuatro sensores.

Posteriormente, se le aplica un filtro de media móvil (promedio de 15 vecinos) a cada una de las señales y, luego, estas pasan a una etapa de truncamiento (se reducen las cifras a tres).

Tras esto, se procede a eliminar la magnitud de voltaje correspondiente al peso que ejerce la platina

superior sobre las celdas de carga (calibración cero). Con un peso conocido y su voltaje característico, se elimina el componente de la plataforma y se obtiene una

señal en cero, para poder trabajar con las cargas que se incorporen a la plataforma posteriormente. Este proceso se realizó utilizando (1).

$$PesoCalibrado = \frac{(VoltajeCelda - OffsetCelda) * (PESOCALIBRACION / 4)}{VoltajeCalibracion - OffsetCelda} \quad (1)$$

donde *VoltajeCelda* corresponde al voltaje que entra en cada prueba; *OffsetCelda*, al que se obtiene al no tener ningún peso sobre la plataforma, es decir, al voltaje correspondiente al peso de la platina principal; *VoltajeCalibración*, al que se obtiene luego de ubicar el peso de calibración sobre la plataforma; y el factor *PESOCALIBRACION/4*, equivale a el peso de calibración que, teóricamente, se distribuye uniformemente entre las cuatro celdas.

Luego de obtener el peso calibrado de cada celda en particular, se prosigue a calcular el peso que percibe la plataforma, que consiste en la suma de los pesos individuales leídos por cada celda, como se encuentra en (2).

$$PesoTotal = \sum_{i=1}^4 PesoCalibrado(i) \quad (2)$$

Las ecuaciones utilizadas para calcular las coordenadas del centro de gravedad (CG), son las siguientes:

$$X = \frac{(C2 + C3) - (C1 + C4) * \left(\frac{Longitud_Platina_Superior}{2} \right)}{F} \quad (3)$$

$$Y = \frac{(C4 + C3) - (C1 + C2) * \left(\frac{Longitud_Platina_Superior}{2} \right)}{F} \quad (4),$$

donde C1, C2, C3 y C4 son los pesos correspondientes a cada celda, respectivamente y F es la sumatoria de las 4 celdas. Con el fin de trabajar con un rango de datos confiable, se propuso trabajar sólo con el 95% de los datos de la señal, y eliminar el 5% de ellos, que corresponden a valores extremos. Las ecuaciones (5-10) fueron utilizadas para realizar el cálculo de las seis variables de interés, analizadas a partir de la trayectoria recorrida por el CG.

- Ecuación normal de la media: a partir de la cual se puede observar la tendencia del CG para un paciente en determinada prueba.

$$\begin{aligned} \bar{X} &= \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \\ \bar{Y} &= \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N y_i \end{aligned} \quad (5)$$

- Línea integral por segundo (L): es la suma de los valores absolutos de los segmentos que hay entre dos puntos sucesivos del estatoquinesiógrama, que es una gráfica del comportamiento del centro de gravedad, dividido por el tiempo del análisis, es decir, es la suma de las distancias entre cada punto (distancia euclidiana) dividida por el tiempo que separa cada muestra, una razón de cambio entre distancia y el tiempo.

$$L = \frac{1}{T_N} * \sum_{i=1}^N \sqrt{(x_{i+1} - x_i)^2 + (y_{i+1} - y_i)^2} \quad (6),$$

donde N es el número de muestras (puntos coordenados) y T_N es el intervalo de tiempo que hay entre cada muestra. Para este caso, que es el tiempo entre cada uno de los N=9594 parejas ordenadas.

- Distancia total recorrida por el CG:

$$D = L * TiempoTotalMuestra \quad (7)$$

En este caso, el tiempo total de la muestra es t=52 segundos, que corresponde a lo reportado en la literatura para el Test de Romberg.

- RMS de distancia: es la raíz de las sumatorias de las distancias respecto a las medias de cada eje. Esta medida permite obtener, una distancia promedio del camino recorrido por el CG durante la prueba

$$S = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{X})^2 + \sum_{i=1}^N (y_i - \bar{Y})^2}{N}} \quad (8)$$

- Como figura geométrica que mejor se ajusta a los datos, se escogió el círculo, por facilidad en los cálculos. En un futuro, se planea hacer este cálculo respecto a la elipse, que se ajusta mejor a los datos. El cálculo del radio del círculo, se hace buscando el punto (x,y) que se encuentre más alejado del eje coordenado y, luego, utilizando la ecuación de distancia entre dos puntos.

$$Area\ Círculo = \pi * r^2 \quad (9)$$

- Por último, está el coeficiente de Romberg, que es la relación entre el comportamiento con los ojos cerrados y el comportamiento con los ojos abiertos. Se calcula para cada una de las variablesm, en ambas condiciones (superficie dura y superficie blanda), y la fórmula es la siguiente:

$$CoefRomberg = \frac{OjosCerrados}{OjosAbiertos} * 100 \quad (10)$$

Mientras más grande es el coeficiente, mayor es la dificultad de mantener el equilibrio en condiciones desfavorables, lo que indica que la visión y la sensación plantar están teniendo mucho trabajo, debido a que están realizando una corrección muy grande, y el paciente se puede remitir a un posible tratamiento.

III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

la curva de calibración realizada, mostró que el comportamiento de los sensores era óptimo para este tipo de proyectos, aunque existen otros modelos de celda de carga que son más utilizados, por el espacio que ocupan (Fig. 6).

Los datos obtenidos tras el análisis de elementos finitos, permitieron que la construcción de la plataforma se llevara a cabo utilizando los materiales propuestos

inicialmente, dado que la deformación y los esfuerzos máximos no serían inferiores a los que se pudieran aplicar en la vida real.

El acero pudo sufrir una ligera deformación en algún proceso, que llevó a que la señal tuviera ruido, controlable pero indeseable, por lo cual se requiere un mejor proceso, con herramientas de precisión, para garantizar la homogeneidad de la superficie de contacto de la platina principal con los sensores, y, así, evitar ruido que afecte la estabilidad de la señal. El diseño final de la plataforma puede observarse en la Fig. 9.



Fig. 9. Prototipo final de la plataforma.

Tabla 1. Promedio de los resultados de tres sujetos de prueba.

Sujeto de prueba 1	Media X (cm)	Media Y (cm)	Linea por segundo (cm/s)	Longitud del Desplazamiento (cm)	RMS (cm)	Area Circular (cm ²)
Ojos Abiertos	1,1364	1,2359	1,2280	63,8582	4,2946	7,4117
Ojos Cerrados	1,1155	0,9381	1,0755	55,9237	4,1849	25,0689
Espuma+Ojos Abiertos	0,8235	1,2497	1,1664	60,6499	4,2477	45,0804
Espuma+Ojos Cerrados	0,8235	0,0467	1,2570	65,3670	4,7465	24,6797
Romberg			87,5763	87,5748	97,4464	338,2341
Romberg Espuma			107,7734	107,7776	111,7428	54,7459
Sujeto de prueba 2	Media X (cm)	Media Y (cm)	Linea por segundo (cm/s)	Longitud del Desplazamiento (cm)	RMS (cm)	Area Circular (cm ²)
Ojos Abiertos	0,5556	2,0967	2,1027	109,3391	8,1043	2,1468
Ojos Cerrados	1,4198	2,1975	1,2555	65,2665	2,2716	2,6165
Espuma+Ojos Abiertos	0,9385	1,7635	1,2154	63,1997	2,9483	5,3551
Espuma+Ojos Cerrados	0,9385	1,7221	1,2944	67,3100	3,3899	8,1098
Romberg			59,7099	59,7101	28,0292	121,8835
Romberg Espuma			106,5027	106,5037	114,9757	151,4422
Sujeto de prueba 3	Media X (cm)	Media Y (cm)	Linea por segundo (cm/s)	Longitud del Desplazamiento (cm)	RMS (cm)	Area Circular (cm ²)
Ojos Abiertos	1,1892	3,1175	1,6820	87,4674	2,1227	14,3070
Ojos Cerrados	1,2985	3,0965	1,7752	92,3119	2,7386	5,9015
Espuma+Ojos Abiertos	0,7490	2,9394	1,8814	97,8316	2,5247	3,7862
Espuma+Ojos Cerrados	0,7490	2,6797	1,8358	95,4641	3,7656	7,3364
Romberg			105,5409	105,5386	129,0149	41,2489
Romberg Espuma			97,5798	97,5800	149,1484	193,7668

Las variables que se midieron, fueron adecuadas, respecto a los sistemas que existen en el mercado actual, ya que son las más utilizadas por los sistemas que ya están en funcionamiento. Sin embargo, no se puede realizar una comparación directa entre los resultados de los diferentes sujetos de prueba, tanto nuestros como los de la literatura, pero si se puede analizar el comportamiento de unos y otros según las características propias de cada uno. En la tabla 1, se puede apreciar la tendencia de los datos para corroborar que los que fueron sometidos a las pruebas, corresponden a personas sanas.

La longitud del desplazamiento, la velocidad y la posición media de cada sujeto fueron muy parecidas en las diferentes pruebas, lo que corrobora que el sistema es reproducible y preciso y, además, que los sistemas de control postural de cada uno de ellos está trabajando de manera consistente.

Gracias a la interfaz gráfica (Fig. 10), se pudo visualizar el centro de gravedad, respecto a su eje teórico, y, además, la trayectoria que este se desplaza mientras el cuerpo está regulando la postura.

En los estatoquinesiogramas de cada uno de los pacientes y cada una de las pruebas, puede observarse cómo se modifica el área del CG, dependiendo de las condiciones de evaluación (a peores condiciones de evaluación, es decir, con los ojos cerrados y/o utilizando un material esponjoso, estos mapas dejan en evidencia, según el registro en el tiempo de la posición del CG, el

funcionamiento del sistema vestibular, la propiocepción y las correcciones visuales). En la Fig. 11 se puede observar el estatoquinesiograma para uno de los pacientes, en él se puede realizar la comparación de comportamientos según cada una de las variables implementadas.

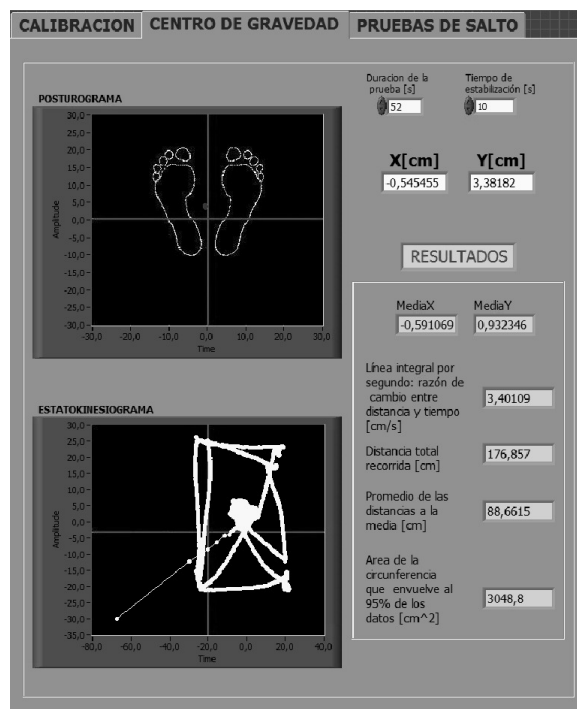


Fig. 10. Interfaz gráfica del software implementado, en la pestaña de centro de gravedad.

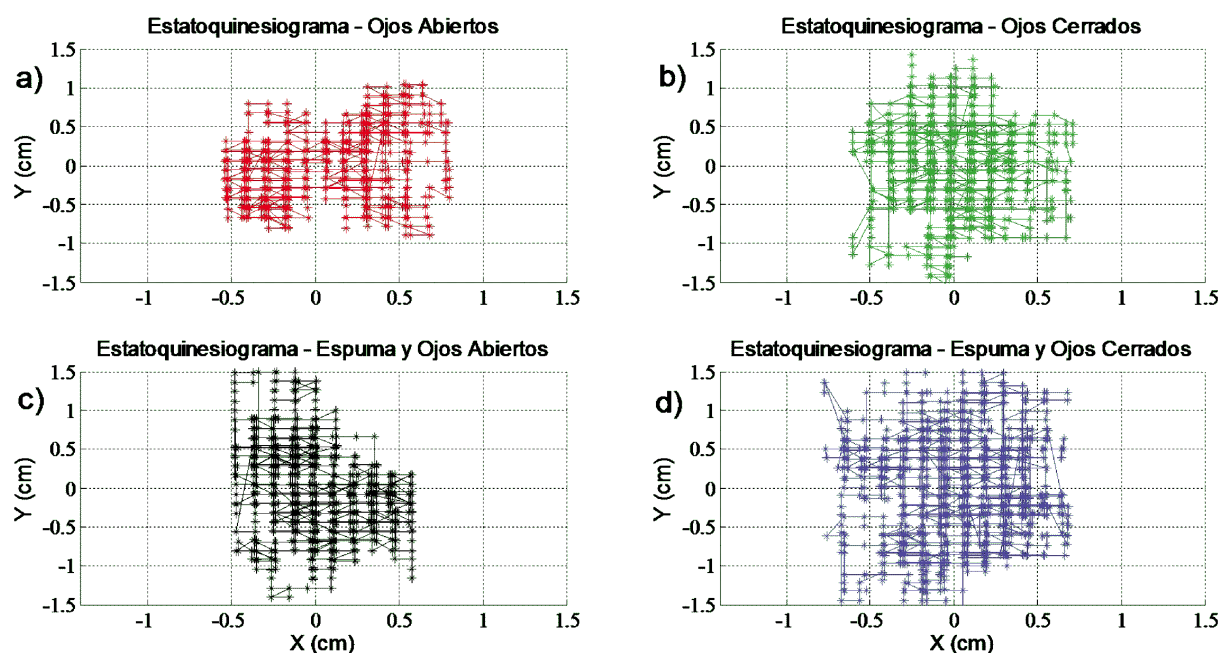


Fig. 11. Interfaz gráfica del software implementado, en la pestaña de centro de gravedad.

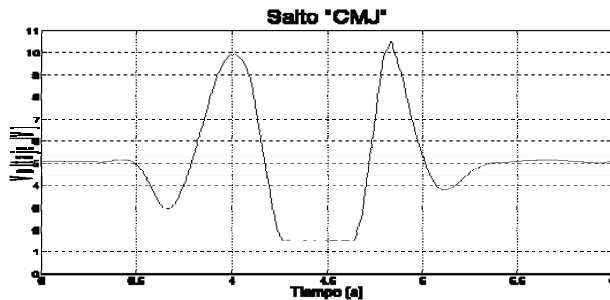


Fig. 12. Señal obtenida en una prueba de salto realizada con GgMed.

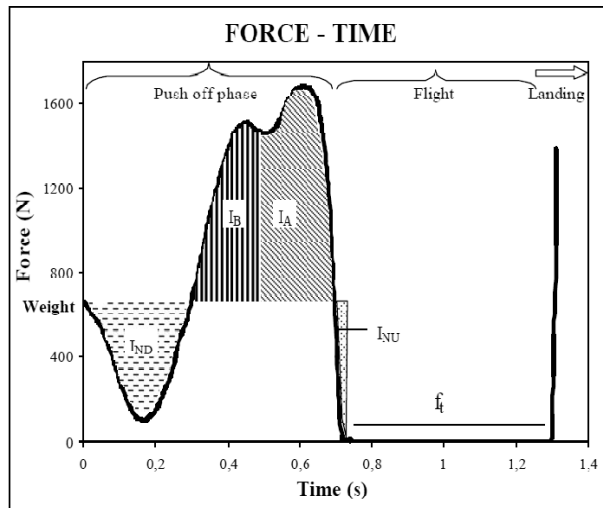


Fig. 13. Curva teórica de un salto en una plataforma de fuerzas [8].

A pesar de que la prueba piloto fue satisfactoria, ya que mostró un funcionamiento aceptable y deseable del sistema, debido a la corta población utilizada, se recomienda realizar más pruebas con una población mayor, para garantizar la validación de la herramienta y poder mejorar el producto final.

En los resultados de las pruebas de salto, se observó que las curvas obtenidas contienen los mismos elementos y la misma información en sus regiones, Fig. 12, que las reportadas en la literatura, Fig. 13. Esto garantiza que las pruebas realizadas, podrán satisfacer a los usuarios del sistema CgMed.

IV. CONCLUSIÓN

La construcción del componente mecánico y el acoplamiento de las celdas de carga fue exitoso, gracias a que se logró garantizar, mediante diferentes ensayos y pruebas de materiales, que la estructura propuesta era estable y que la adquisición de señales estaría acorde a lo que se deseaba desarrollar.

El sistema de acondicionamiento de la señal propuesto, permitió obtener señales reproducibles en el tiempo, lo que

refleja un alto porcentaje de efectividad en los resultados obtenidos.

La interfaz implementada en LabView, permitió la visualización del CG y su comportamiento respecto al eje de coordenadas teórico, para posteriormente calcular las variables de interés, lo cual representa una ventaja, respecto a los demás sistemas que se implementan en el medio local.

La fórmula mediante la cual se calibra el sistema, y el protocolo desarrollado para este fin, garantizan que los datos obtenidos correspondan a la persona que en realidad está siendo evaluada al estar sobre la plataforma.

A raíz del acoplamiento de un material adicional (material esponjoso) a la plataforma, fue posible eliminar una de las variables del sistema vestibular (percepción plantar), cosa que sólo se encontraba en la literatura y que se logró acoplar para poder realizar un mejor examen estabilométrico.

El análisis estadístico de los datos es una herramienta imprescindible, si se desea entregar resultados confiables. Debido a que este sistema es susceptible a ruido e interferencia, factores que ocasionan cambios drásticos en el diagnóstico, es necesario aplicar buenos métodos para evitar falsos positivos.

Se propone, para un futuro, además del refinamiento de los procesos intermedios del procesamiento de la señal, la validación de todo el dispositivo, con el fin de poder asegurar confiabilidad a la hora de prestar algún servicio con esta herramienta.

REFERENCIAS

- [1] Medved V. Measurement of human locomotion. *CRC Press*, Capítulo 5, 117-164, 2001.
- [2] Tropp H., Ekstrand J., Gillquist J. Stabilometry in functional instability of the ankle and its value in predicting injury. *Medicine & science in sports & exercise*, 16, 64-6, 1984.
- [3] Terekhov Y. Stabilometry and some aspects of its applications a review. *Biomedical engineering*, 11, 12-5, 1976.
- [4] Bartual J., Pérez N. El sistema vestibular y sus alteraciones. Tomo 1, Fundamentos y semiología, *Biblio stm*, 21-22, 1998.
- [5] Ojeda J.L., Icardo J.M. Neuroanatomía Humana, aspectos funcionales y clínicos. Ed. Masson, Capítulo 19, 223-224, 2004.
- [6] Scott D.Z., Eggers M.D., Zee M.D. Evaluating the dizzy patient: bedside examination and laboratory assessment of the vestibular system. *Seminars in neurology*, 23, 2003.
- [7] Khanis A., Gokula R.M. Romberg's Test, *Journal of postgraduate medicine*, 49(2), 169-172, 2003.
- [8] Lara A., Abian J., Alegre L., Jimenez L., Aguado, X. Jump test on a force platform for applicants to a Sports Sciences Degree. Comunicado. *Libro de abstracts del X annual congress of the European college of sport science*, Belgrado, Unión de Serbia y Montenegro, 85, julio de 2005.

ANEXO

Tabla 2. Tecnología y servicios disponibles en Medellín y Bogotá.

Información suministrada por el Director del Laboratorio de Biomecánica y Rehabilitación EIA-CES y docente, Andrés Torres V. en sus visitas e interacción con dichos centros y laboratorios.

Institución	Ciudad	Herramientas
Laboratorio de la Universidad de Antioquia	Medellín	Análisis de movimiento y plataforma dinamométrica.
INDEPORTES	Medellín	Este centro contaba con una plataforma, con sistemas de adquisición y procesamiento de tecnología muy antigua.
Escuela de Ingeniería de Antioquia EIA–Universidad CES	Medellín	Cuenta con una plataforma dinamométrica, parte del sistema de análisis de movimiento CineMed.
Cirec, El instituto de ortopedia infantil Roosevelt, Fundación universitaria Manuela Beltrán	Bogotá	Utilizan electromiografía y realizan variados estudios sobre análisis de movimiento. Realizan pruebas cualitativas, pero ninguna de ellas utiliza plataformas instrumentadas que cuenten con interfaz gráfica para visualizar los resultados y el comportamiento del CG.
Hospital militar	Bogotá	Realizan estudios cualitativos de postura y equilibrio.
Universidad Nacional y Universidad Central	Bogotá	Poseen herramientas para estudios podométricos, pero son sólo de uso académico.